

Japan Patent Office
Patent Gazette

Patent No. 2798682
Date of Registration: July 3, 1998
Date of Publication of Gazette: September 17, 1998
International Class(es): A61B 5/0245
A61B 5/022

(7 pages in all)

Title of the Invention: PULSE WAVE DETECTING
APPARATUS

Patent Appln. No. 63-263562
Filing Date: October 19, 1988
Inventor(s): Minoru NIWA
Patentee(s): Colin Electronics Co., Ltd.

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11)特許番号

第2798682号

(45)発行日 平成10年(1998) 9月17日

(24)登録日 平成10年(1998) 7月3日

(51)Int.Cl.⁸

識別記号

F I

A 6 1 B 5/0245
5/022

A 6 1 B 5/02

3 1 0 K

3 1 0 P

3 3 3 B

3 3 7 M

請求項の数1(全 7 頁)

(21)出願番号 特願昭63-263562

(22)出願日 昭和63年(1988)10月19日

(65)公開番号 特開平2-109540

(43)公開日 平成2年(1990)4月23日

審査請求日 平成7年(1995)10月2日

(73)特許権者 999999999

コーリン電子株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72)発明者 丹羽 実

愛知県小牧市林2007番1 コーリン電子

株式会社内

(74)代理人 弁理士 池田 治幸 (外2名)

審査官 山本 春樹

(56)参考文献 特開 平1-232929 (J P, A)

特開 平1-285244 (J P, A)

特表 平1-501210 (J P, A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁸, D B名)

A61B 5/02

(54)【発明の名称】 脈波検出装置

1

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】 感圧素子が配設された押圧面を有して生体表面の動脈上に押圧される脈波センサを備え、該脈波センサの押圧力を所定の範囲で連続的に変化させる過程で該感圧素子から得られる脈波信号に基づいて最適押圧力を決定し、該最適押圧力において該感圧素子から得られる脈波信号に基づいて脈波を検出する形式の脈波検出装置であって、
前記脈波センサの押圧力の変化過程で前記感圧素子により逐次検出される脈波の振幅をそれぞれ求める振幅決定手段と、
該振幅決定手段により求められた各脈波の振幅の、前記脈波センサの押圧力の変化に伴う変化が予め定められた一定値以下である第1押圧力範囲を決定する第1押圧力範囲決定手段と、

2

前記脈波センサの押圧力の変化過程で前記感圧素子により逐次検出される脈波の最低値をそれぞれ求める最低値決定手段と、
該最低値決定手段により求められた各脈波の最低値の、前記脈波センサの押圧力の変化に伴う変化が予め定められた一定値以下である第2押圧力範囲を決定する第2押圧力範囲決定手段と、
前記第1押圧力範囲および第2押圧力範囲が互いに重なる重複領域が所定値より大きいかな否かを判定し、該重複領域が該所定値よりも小さいと判定された場合は該重複領域の中央値を前記最適押圧力として決定し、該重複領域が該所定値よりも大きいと判定された場合は該重複領域内であって該重複領域の中央値よりも小さい値を前記最適押圧力として決定する最適押圧力決定手段と
を含むことを特徴とする脈波検出装置。

【発明の詳細な説明】

産業上の利用分野

本発明は生体の動脈から発生する脈波を検出するための脈波検出装置に関するものである。

従来の技術

感圧素子が配設された押圧面を有して生体表面の動脈上に押圧される脈波センサを備え、その脈波センサの押圧力を所定の範囲で連続的に変化させる過程で感圧素子から得られる脈波信号に基づいて最適押圧力を決定し、その最適押圧力において感圧素子から得られる脈波信号に基づいて脈波を検出する形式の脈波検出装置が知られている。そして、斬かる脈波検出装置においては、通常、脈波センサの押圧力変化過程で最大振幅の脈波が検出されたときの押圧力を最適押圧力として決定することが行われている。

発明が解決しようとする課題

しかしながら、上記のようにして決定された最適押圧力は、通常、脈波が安定して検出される押圧力範囲の中央に位置しないため、最適押圧力に設定された脈波センサの押圧力が生体の体動等に起因して変動した場合には脈波を安定して検出し得なくなる場合があった。

本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、脈波センサの押圧力が変動しても好適な振幅を有する脈波を比較的安定して検出し得る脈波検出装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

上記目的を達成するために、本発明は、上記のような形式の脈波検出装置であって、第1図のクレーム対応図に示すように、(a)前記脈波センサの押圧力の変化過程で前記感圧素子により逐次検出される脈波の振幅をそれぞれ求める振幅決定手段と、(b)その振幅決定手段により求められた各脈波の振幅の、前記脈波センサの押圧力の変化に伴う変化が予め定められた一定値以下である第1押圧力範囲を決定する第1押圧力範囲決定手段と、(c)前記脈波センサの押圧力の変化過程で前記感圧素子により逐次検出される脈波の最低値をそれぞれ求める最低値決定手段と、(d)その最低値決定手段により求められた各脈波の最低値の、前記脈波センサの押圧力の変化に伴う変化が予め定められた一定値以下である第2押圧力範囲を決定する第2押圧力範囲決定手段と、(e)前記第1押圧力範囲および前記第2押圧力範囲が互いに重なる重複領域が所定値より大きいと判定し、重複領域が所定値より小さいと判定された場合はその重複領域の中央値を最適押圧力として決定し、重複領域が所定値より大きいと判定された場合はその重複領域内であってその重複領域の中央値より小さい値を最適押圧力として決定する最適押圧力決定手段とを含むことを特徴とする。

作用

上記のように構成された脈波検出装置においては、振

幅決定手段により、脈波センサの押圧力変化過程で感圧素子により逐次検出される脈波の振幅がそれぞれ求められるとともに、第1押圧力範囲決定手段により、各脈波の振幅の、脈波センサの押圧力の変化に伴う変化が予め定められた一定値以下である第1押圧力範囲が決定される一方、最低値決定手段により、脈波センサの押圧力変化過程で感圧素子により逐次検出される脈波の最低値がそれぞれ求められるとともに、第2押圧力範囲決定手段により、各脈波の最低値の、脈波センサの押圧力の変化に伴う変化が予め定められた一定値以下である第2押圧力範囲が決定される。そして、最適押圧力決定手段により、前記第1押圧力範囲および前記第2押圧力範囲が互いに重なる重複領域が所定値より大きいと判定し、重複領域が所定値より小さいと判定された場合はその重複領域の中央値が最適押圧力として決定され、重複領域が所定値より大きいと判定された場合はその重複領域内であってその重複領域の中央値より小さい値が最適押圧力として決定される。

発明の効果

このように本発明の脈波検出装置によれば、押圧力変化に伴う脈波の振幅の変化が比較的小さい第1押圧力範囲(この第1押圧力範囲には通常最大振幅の脈波が検出されたときの押圧力が含まれる)、すなわち脈波の振幅が好適に確保され且つ比較的変動しない押圧力の範囲と、押圧力変化に伴う脈波の最低値の変化が比較的小さい第2押圧力範囲との重複領域内から最適押圧力が決定されるので、脈波検出中に脈波センサの押圧力が変動しても好適な大きさの振幅を有する脈波を安定して検出することが可能となる。

また、重複領域が所定値より大きいと判定された場合は、その重複領域内であってその重複領域の中央値より小さい値が最適押圧力として決定されるので、比較的広い押圧力範囲に亘って好適な脈波を安定して検出し得る場合には、最適押圧力が比較的低く設定されて生体に対する負担が軽減される。

上記脈波検出装置は、好適には、前記第1押圧力範囲決定手段により決定された第1押圧力範囲が零でないか否かに基づいて、脈波センサの押圧位置の適否を判定する押圧位置判定手段を更に含んで構成される。

上記最適押圧力決定手段は、好適には、前記重複領域の押圧力の上限值と下限値との差が予め定められた一定値を超える場合には、その下限値にその予め定められた一定値の半分の値を加えた押圧力を最適押圧力として決定するように構成される。

実施例

以下、本発明の一実施例を示す図面に基いて詳細に説明する。

第2図において、10は有底円筒形状を成すハウジングであり、その開口端が人体の体表面12に対向する状態でバンド14により手首16に着脱可能に取り着けられるよう

になっている。ハウジング10の内部には、ダイヤフラム18を介して脈波センサ20が相対移動可能かつハウジング10の開口端からの突出し可能に設けられており、これらハウジング10とダイヤフラム18とによって圧力室22が形成されている。この圧力室22内には、流体供給源24から調圧弁26を経て圧力エア等の圧力流体が供給されるようになっており、これにより、脈波センサ20はその圧力室22内の圧力に応じた押圧力で体表面12に押圧される。

上記脈波センサ20は、たとえば第3図に示すように、単結晶シリコン等から成る半導体チップの押圧面28に感圧ダイオード等の感圧素子29が多数配列されて成るものであって、それら感圧素子29の配列方向が橈骨動脈30と略直交するように押圧されることにより、橈骨動脈30から発生して体表面12に伝達される圧力振動波すなわち圧脈波（以下、単に脈波という）を検出する。脈波センサ20から出力された電気信号、すなわち脈波を表す脈波信号SMは制御装置32に供給される。本実施例においては、手首16の体表面12が生体表面に、橈骨動脈30が動脈にそれぞれ相当する。

制御装置32は、マイクロコンピュータを有して構成されており、予め定められたプログラムに従って、調圧弁26へ駆動信号SDを出力して圧力室22内の圧力を調節し、圧力室22内の流速昇圧過程で逐次採取される脈波信号SMに基づいて、多数の感圧素子29のうちから最適感圧素子を選択するとともに脈波センサ20の最適押圧力を決定する一方、その最適押圧力にて最適感圧素子から採取される脈波信号SMに基づいて脈波を検出し且つ表示記録信号SIを出力して検出した脈波を表示・記録装置34に記録表示させる。

次に、以上のように構成された脈波検出装置の作動を第4図のフローチャートに従って説明する。

まず、電源が投入されると、ステップS1が実行されて、図示しない起動スイッチがON状態に操作されたか否かが判断される。この判断が否定された場合にはステップS1が繰り返し実行されて待機状態とされるが、起動スイッチがON状態であると判断された場合にはステップS2が実行されることにより、圧力室22内が比較的緩やかな一定速度で昇圧されるとともに、続くステップS3が実行されて、漸かる流速昇圧過程において各感圧素子29から検出される脈波信号SMに基づいて1脈波がそれぞれ採取されたか否かが判断される。この判断が否定された場合にはステップS3が繰り返し実行されるが、1脈波採取された場合には各感圧素子29からそれぞれ採取された1脈波を表す脈波信号SMが圧力室22内の圧力Pと共に記憶された後、ステップS4が実行されて、圧力室22内の圧力Pが予め定められた所定圧P₀（たとえば200mmHg程度の圧力）に達したか否かが判断される。未だ所定圧P₀に達していない場合にはステップS3およびS4が繰り返し実行されるが、所定圧P₀に達した場合にはステップS5が実行されて圧力室22内が排圧される。

次に、ステップS6が実行されることにより、ステップS3にて記憶された各感圧素子29による脈波データについて5拍のメディアン処理が施される。続くステップS7においては、5拍のメディアン処理が施された脈波データについて各脈波の最高値および最低値がそれぞれ決定され且つ記憶されるとともに、ステップS8においては、前記最高値および最低値に基づいて各脈波の振幅がそれぞれ算出される。したがって、本実施例においては、ステップS7が最低値決定手段に、ステップS7およびS8が振幅決定手段にそれぞれ対応する。次いで、ステップS9が実行されることにより、各感圧素子29毎の振幅の最大値がそれぞれ決定されるとともに、ステップS10が実行されることにより、ステップS9にて決定された振幅の最大値のうちの最大振幅の脈波を検出した感圧素子29が最適感圧素子として決定される。次のステップS11においては、ステップS10にて決定された最適感圧素子が感圧素子29の配列方向において両端に位置するものであるか否かが判断される。両端に位置しない場合にはステップS13が実行されるが、両端の何れかに位置する場合にはステップS12が実行されてステップS10にて決定された最適感圧素子による最大振幅の次に大きい最大振幅の脈波を検出した感圧素子29が最適感圧素子として再決定された後、ステップS13が実行される。

ステップS13においては、たとえば第5図に示すように、最適感圧素子により検出された各脈波の振幅の、圧力室22の圧力P（脈波センサ20の押圧力）の変化に伴う変化が予め定められた一定値（たとえば7mmHg）以下であって且つ最大振幅の脈波が検出されたときの押圧力を含む第1押圧力範囲P₁が求められる。本実施例においては、上記ステップS13が第1押圧力範囲決定手段に対応する。なお、第5図において、振幅データは便宜上曲線にて示されている。次いで、ステップS14が実行されて前記第1押圧力範囲P₁の上限値と下限値との差ΔP₁が零でないか否か、すなわち第1押圧力範囲P₁が存在するか否かが判断される。この判断が否定されて第1押圧力範囲P₁が存在しない場合には、脈波センサ20の押圧位置が適当でないことを表しているため、ステップS15が実行されて表示・記録装置34に押圧位置が不適当である旨の所定の表示が為されるとともに、ステップS16が実行されて起動スイッチがOFFにされた後、ステップS1以下が再び実行される。

上記ステップS14の判断が肯定されて第1押圧力範囲P₁が存在する場合には、ステップS17が実行されることにより、たとえば第5図に示すように、ステップS7にて記憶されている脈波の最低値のうちの最適感圧素子により検出された各脈波の最低値の、圧力室22の圧力P（脈波センサ20の押圧力）の変化に伴う変化が予め定められた一定値（たとえば7mmHg）以下である第2押圧力範囲P₂が求められる。本実施例においては、上記ステップS17が第2押圧力範囲決定手段に対応する。なお、第5図にお

いて、最低値データは振幅の場合と同様に便宜上曲線にて示されている。続くステップS18においては、第2押圧力範囲 P_2 の上限値と下限値との差 ΔP_2 が零でないか否か、すなわち第2押圧力範囲 P_2 が存在するか否かが判断される。この判断が肯定されて第2押圧力範囲 P_2 が存在する場合には、ステップS19が実行されて前記第1押圧力範囲 P_1 と第2押圧力範囲 P_2 とが互いに重なる重複領域 P_c が求められる。次のステップS20においては、重複領域 P_c の上限値と下限値との差 ΔP_c がたとえば100mmHgよりも大きいかが判断され、100mmHg以下である場合には、ステップS21が実行されて重複領域 P_c の下限値 $P_{c,1}$ に $\Delta P_c/2$ を加えた圧力 P_A が脈波センサ20の最適押圧力に対応する圧力室22の圧力として決定されるが、100mmHgよりも大きい場合には、ステップS22が実行されて重複領域 P_c の下限値 $P_{c,1}$ に50mmHgを加えた圧力 P_A が脈波センサ20の最適押圧力に対応する圧力として決定される。

一方、上記ステップS18の判断が否定されて第2押圧力範囲 P_2 が存在しない場合には、ステップS23が実行されて前記第1押圧力範囲 P_1 の上限値と下限値との差 ΔP_1 がたとえば100mmHgよりも大きいかが判断され、100mmHg以下である場合には、ステップS24が実行されて第1押圧力範囲 P_1 の下限値 $P_{1,1}$ に $\Delta P_1/2$ を加えた圧力 P_A が脈波センサ20の最適押圧力に対応する圧力室22の圧力として決定されるが、100mmHgよりも大きい場合には、ステップS25が実行されて第1押圧力範囲 P_1 の下限値 $P_{1,1}$ に50mmHgを加えた圧力 P_A が脈波センサ20の最適押圧力に対応する圧力として決定される。

このようにしてステップS21、S22、S24、またはS25において脈波センサ20の最適押圧力に対応する圧力室22の圧力 P_A が決定された後、ステップS26が実行されることにより、圧力 P_A まで圧力室22内が昇圧され且つその圧力 P_A にホールドされる。そして、脈波センサ20の最適押圧力において前記最適感圧素子を用いて脈波の検出が開始され、検出された脈波が表示・記録装置34に逐次表示されることとなる。なお、斬かる脈波に基づいて血圧値をモニタすることも可能である。

このように本実施例の脈波検出装置によれば、脈波センサ20の押圧力を漸増させる過程で前記最適感圧素子から逐次検出される脈波に基づいて、押圧力変化に伴う脈波の振幅の変化が比較的小さく且つ最大振幅の脈波が検出されたときの押圧力を含む第1押圧力範囲 P_1 、すなわち脈波の振幅が好適に確保される押圧力の範囲と、押圧力変化に伴う脈波の最低値の変化が比較的小さい第2押圧力範囲 P_2 との重複領域 P_c が求められ、その重複領域 P_c の上限値と下限値との差 Δ が100mmHgよりも小さい場合には重複領域 P_c の中央の圧力 P_A により脈波センサ20の最適押圧力が決定されるので、その最適押圧力は第1押圧力範囲 P_1 の中央値と第2押圧力範囲 P_2 の中央値との間に位置することとなり、これにより、脈波検出中に脈波セ

ンサ20の押圧力が変動しても好適な大きさの振幅を有する脈波を比較的安定して検出することができるのである。

また、本実施例によれば、前記重複領域 P_c の上限値と下限値との差 ΔP_c が100mmHgよりも大きい場合には重複領域 P_c の下限値 $P_{c,1}$ に50mmHgを加えた圧力 P_A 、すなわち重複領域 P_c の中央値よりも小さい圧力 P_A により脈波センサ20の最適押圧力が決定されるので、比較的広い押圧力範囲に亘って好適な振幅の脈波を安定して検出し得る場合には、最適押圧力が比較的低位に設定されて生体に対する負担が軽減される利点がある。

また、本実施例によれば、第2押圧力範囲 P_2 が第5図に示す場合とは逆に第1押圧力範囲 P_1 の低位側においてオーバラップしている場合には、最大振幅の脈波が得られた押圧力を最適押圧力とする従来の場合に比べて、最適押圧力を一層低くし得る利点がある。

また、本実施例によれば、第2押圧力範囲 P_2 が比較的現出し難いことを考慮して、第2押圧力範囲 P_2 が存在しない場合には第1押圧力範囲 P_1 だけに基いて最適押圧力が決定されるように構成されているので、第1押圧力範囲 P_1 が得られても第2押圧力範囲 P_2 が得られない場合に一々測定が中止されない利点がある。

また、本実施例によれば、第1押圧力範囲 P_1 が存在しない場合には、脈波センサ20の押圧位置が不適当である旨の表示が為されて起動スイッチがOFFとされるため、脈波センサ20の押圧位置の適否を容易に判定することができるとともに、僅かな押圧力の変動で脈波の振幅が比較的大きく変化する脈波センサ20の押圧位置で脈波の検出が行われることが防止される。

また、本実施例によれば、採取された脈波に5拍のメディアン処理が施されるため、第1押圧力範囲 P_1 および第2押圧力範囲 P_2 等を精度良く決定し得て、最適押圧力を一層好適に決定し得る。

また、前述の実施例において、ステップS18で第2押圧力範囲 P_2 が存在しない場合においても第1押圧力範囲 P_1 が存在しない場合と同様にステップS15およびS16を実行させるようにしてもよい。

また、前述の実施例では、圧力室22の徐速昇圧過程で得られた脈波信号SMに基づいて最適押圧力が決定されているが、圧力室22の徐速降圧過程で得られた脈波信号SMに基づいて最適押圧力を決定しても差支えない。

また、前述の実施例では、感圧素子29は多数設けられているが、1押だけであってもよい。

また、前述の実施例において、感圧素子29は感圧ダイオード等の半導体素子以外ののものであってもよい。

また、前述の実施例では、橈骨動脈30から脈波が検出されているが、橈骨動脈以外の他の動脈、たとえば足背動脈から脈波を検出してもよいことは勿論である。

その他、本発明はその趣旨を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

第1図はクレーム対応図である。第2図は本発明の一実施例である脈波検出装置の回路図である。第3図は第2図の装置における脈波センサを生体表面側から見た図である。第4図は第2図の装置の作動を説明するためのフローチャートである。第5図は第3図のフローチャート*

*において求められた脈波の振幅および最低値の押圧力変化に伴う変化状態の一例を曲線にて示す図である。

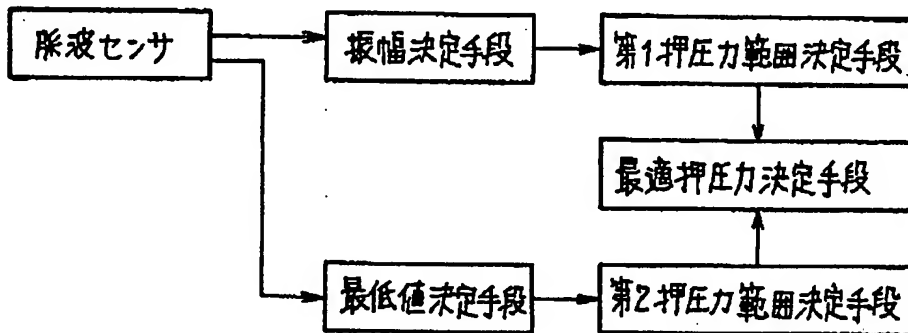
12:体表面(生体表面)

20:脈波センサ

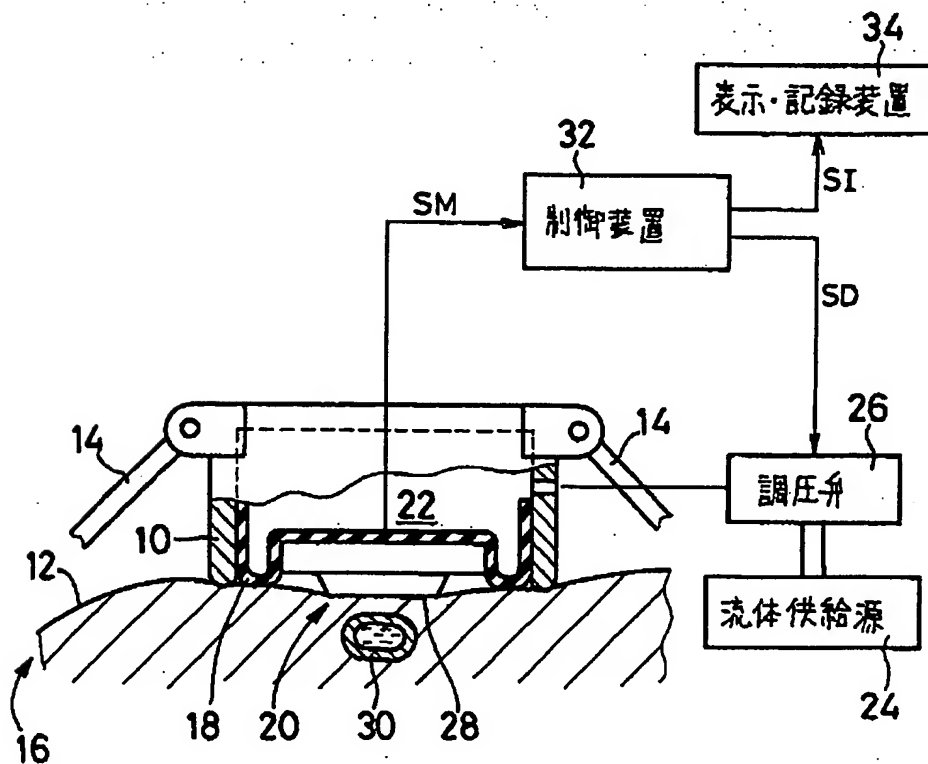
28:押圧面

30:桡骨動脈(動脈)

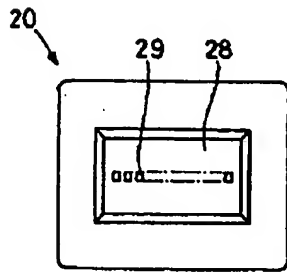
【第1図】



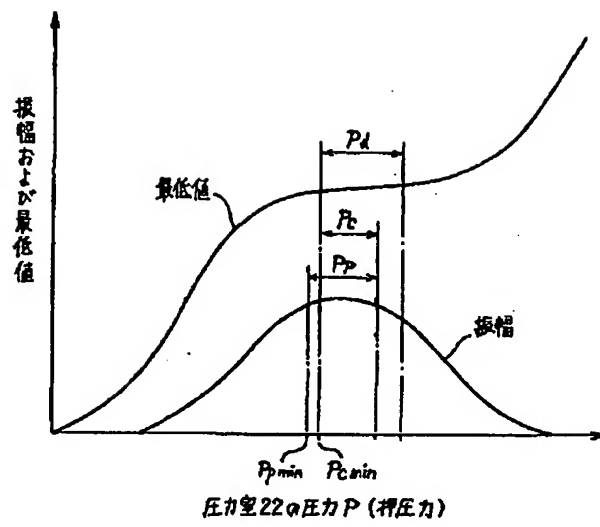
【第2図】



【第3図】



【第5図】



【第4図】

